

Interference suppression of QRS detector by automatic threshold leveling.

Patent number: EP0003567
Publication date: 1979-08-22
Inventor: HOFMANN GERHARD H DIPL-ING
Applicant: HELBIG GMBH (DE)
Classification:
- international: A61B5/04
- european: A61B5/0428, A61B5/0456
Application number: EP19790100299 19790202
Priority number(s): DE19782805482 19780209

Also published as:

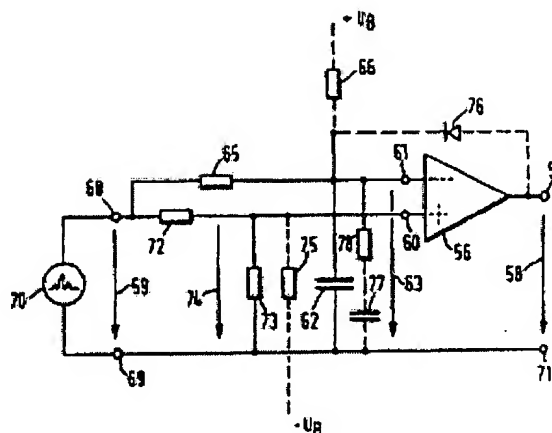
DE2805482 (A1)
EP0003567 (B1)

Cited documents:

DE1960934

Abstract of EP0003567

1. QRS detector for rectified QRS input signals (59), including automatic threshold value determination for devices for monitoring heart activity, in which detector the threshold value of the detector turn-on point can be automatically displaced as a function of the input signal (59) by an adjustment circuit which precedes the detector (56) which is constructed as a comparator or as an operational amplifier having at least two inputs (60, 61), which adjustments circuit comprises a low-pass filter (65, 62) which is connected to the one input (61) of the detector (56) is fed directly with the QRS signal which the same input signal is applied as the low-pass filter (62, 65 ; 62', 65), the intermediate tap of which divider in connected to the other input (60) of the detector (56), characterized in that - the input of the adjustment circuit (62, 65, 72, 73 ; 62', 65, 72, 73) preceding the detector (56) is fed directly with the QRS signal as a useful signal, which is a quantity signal obtained by two-way rectification, and with the noise component which is possibly superimposed on this useful signal as a joint input signal (59), - on the one hand, the low-pass filter (62, 65 ; 62', 65) is dimensioned in such a manner that at its output connected to the one input (61) of the detector (56) the threshold value (63) occurs as the arithmetic means of the input signal (59), and that - on the other hand, the voltage divider (72, 73) is dimensioned in such a manner that a second signal (74) formed from the input signal (59) and having a relationship to the latter of $1/k < 2\pi$ occurs at the intermediate tap connected to the second input (60) of the detector (56), the peak amplitude of which second signal is less, in the case of periodic disturbances, as a result of the voltage dividing ratio of $1/k < 2\pi$ selected, than the associated threshold value occurring via the low-pass filter (62, 65 ; 62', 65) at the first input (61) of the detector (56).



⑫

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

⑲ Anmeldenummer: 79100299.1

⑤① Int. Cl.²: **A 61 B 5/04**

⑳ Anmeldetag: 02.02.79

③① Priorität: 09.02.78 DE 2805482

⑦① Anmelder: **HELLIGE GmbH, Heinrich-von-Stephan-Strasse 4, D-7800 Freiburg/Breisgau (DE)**

④③ Veröffentlichungstag der Anmeldung: 22.08.79
Patentblatt 79/17

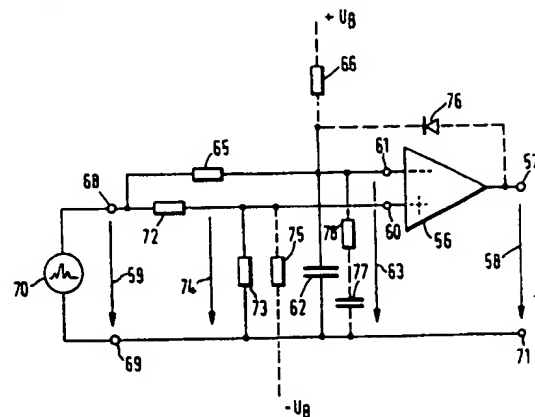
⑦② Erfinder: **Hofmann, Gerhard H., Dipl.-Ing., Friedrichstrasse 58, D-7800 Freiburg/Breisgau (DE)**

⑥④ Benannte Vertragsstaaten: CH FR GB NL SE

⑦④ Vertreter: **ter Meer, Nicolaus, Dipl.-Chem.Dr. et al, Patentanwälte ter Meer, Müller, Steinmeister Triftstrasse 4, D-8000 München 22 (DE)**

⑤④ **Störungssicherer QRS-Detektor mit automatischer Schwellenwertbestimmung.**

⑤⑦ Der QRS-Detektor enthält eine Einstellschaltung (62, 65, 72, 73), die den Schwellenwert des Einsatzpunkts des Detektors als arithmetischen Mittelwert des gefilterten und gleichgerichteten EKG-Eingangssignals (59) festlegt und andererseits das EKG-Signal um einen Proportionalitätsfaktor vermindert, der dem Verhältnis zwischen dem Spitzen- und dem Mittelwert einer gleichgerichteten Sinuswelle entspricht, und vorzugsweise etwa 1,57 beträgt. Der QRS-Detektor ist in der Lage, zwischen QRS-Komplexen und Rauschteilen in einem EKG-Signal selbst bei schwankenden Amplituden des QRS-Komplexes zu unterscheiden.



EP 0 003 567 A1

0003567

PATENTANWÄLTE
TER MEER-MÜLLER-STEINMEISTER

Beim Europäischen Patentamt zugelassene Vertreter — Professional Representatives before the European Patent Office
Mandataires agréés près l'Office européen des brevets

Dipl.-Chem. Dr. N. ter Meer	Dipl.-Ing. H. Steinmeister
Dipl.-Ing. F. E. Müller	Siekerwall 7,
Triftstrasse 4,	
D-8000 MÜNCHEN 22	D-4800 BIELEFELD 1

PW-P-408-EP
MÜ/vL

1. Februar 1979

HELLIGE GMBH
Heinrich-von-Stephan-Str. 4
7800 Freiburg/Breisgau

Störungssicherer QRS-Detektor mit automatischer Schwellen-
wertbestimmung

Gegenstand der Erfindung ist ein QRS-Detektor mit automatischer Schwellenwertbestimmung verwendbar für Geräte zur Überwachung der Herztätigkeit von Lebewesen, bei dem der Schwellenwert des Detektor-Einsatzpunkts in Abhängigkeit vom Eingangssignal, beispielsweise einem gleichgerichteten QRS-Signal automatisch verschiebbar ist.

Geräte der hier inrede stehenden Gattung zur Erfassung der Herztätigkeit sind etwa seit dem Jahre 1960 auf dem Markt. Zur Verdeutlichung der der Erfindung zugrundeliegenden Aufgabe sollen die Stufen der Weiterentwicklung dieser Geräte hier in großen Zügen dargestellt werden.

Die ersten Herzfrequenzmonitoren (abgekürzt HFMen), wie diese Überwachungsgeräte meist genannt werden, besa-
10 sen etwa die in Fig. 1 dargestellten Funktionsgruppen, in denen die in Fig. 2 angedeuteten Signale verarbeitet werden:

Die am Körper eines Patienten 1 durch im allgemeinen an der Oberfläche angebrachte Elektroden 2 abgenommene,
15 meist EKG genannte Herzaktionsspannung 20 gelangt über Elektrodenleitungen 3, einen Verstärker 4 und eine Verbindung 5 zu einem QRS-Filter 6. Dort wird aus dem EKG 20 das QRS-Signal 21 isoliert, das als für die Herzaktion charakteristisches Signal über eine Verbindung 7 zu einem
20 QRS-Detektor 8 gelangt und dort mit dem über eine Verbindung 9 zugeführten Schwellenwert 22 verknüpft wird. Aus dem dabei entstehenden Impulssignal 23 am Ausgang des QRS-Detektors 8 wird in dem über eine Verbindung 11 angeschlossenen Impulsformer 12 ein standardisierter QRS-Impuls 24

25

erzeugt. Dieser erlaubt einen ordnungsgemäßen Betrieb eines über eine Verbindung 13 angekoppelten Frequenzmessers 14 und weiteren über Verbindungen 15, 17 und 18 nachgeschalteter Funktionsgruppen Anzeige 16 und

5 Alarmeinrichtung 19, durch die bei physiologisch bedenklichem Herzrhythmus ein Warnsignal erzeugt werden soll.

Die Funktionstüchtigkeit solcher Herzfrequenzmonitoren war eingeschränkt durch die geringe Selektivität der

10 damals üblichen QRS-Filter 6. Außerdem war von Nachteil, daß der Schwellenwert 22 des QRS-Detektors 8 von Hand eingestellt werden mußte und bei dieser Einstellung Amplitude und Vorzeichen des EKGs des betreffenden Patienten berücksichtigt werden mußten.

15

Die Problematik des Einsatzes von Monitoren dieser Art bei einem EKG 20 mit wechselnden Amplituden und Formen der QRS-Komplexe ist offensichtlich.

20 Die nächste Generation von Herzfrequenzmonitoren (Fig. 3) kam etwa zwischen 1965 und 1970 auf den Markt und war zur besseren Erfassung der QRS-Komplexe im EKG 20 mit einer über Verbindung 25 am QRS-Filter 6 angeschlossenen Schwellenwertautomatik 26 und einem verbesserten

25 QRS-Filter 6 ausgestattet. Damit fiel die unsichere Handeinstellung des Schwellenwerts 22 weg. Übrig blieb allerdings eine Abhängigkeit der zur Herzfrequenzüberwachung erforderlichen Mindest-QRS-Amplitude vom Vorzeichen des EKG-Signals 20, weil beim beschriebenen HFM-Konzept die

30 "Plus-Minus-Automatik" nur auf der Ausnutzung von Überschwingern am Ausgang des QRS-Filters 6 beruht.

Das Zusammenwirken der in Fig. 3 dargestellten Baugruppen eines HFM veranschaulicht Fig. 4 am Beispiel der Verarbeitung eines mit wechselnder QRS-Polarität auftretenden EKGs 27. Im QRS-Filter 6 entsteht aus 27 das QRS-Signal 28, aus dem in der Schwellenwert-Automatik 26 ein Schwellenwert 29 gebildet wird. Im QRS-Detektor 8 wird schließlich durch Verknüpfung zwischen 28 und 29 ein Impuls-Signal 24 erzeugt, dessen weitere Verarbeitung aus Fig. 1 und Fig. 2 bekannt ist.

10

Schließlich sind seit etwa 1970 Herzfrequenzmonitoren bekannt, die eine von der Polarität des QRS-Komplexes unabhängige Ansprechschwelle besitzen und außerdem zur Überwachung der Herztätigkeit von Patienten mit implantierten oder externen Schrittmachern geeignet sind. Wie in Fig. 5 dargestellt, benötigen solche Monitoren zusätzlich zu dem zur QRS-Selektion erforderlichen (linearen Frequenz-) Filter 6 Einrichtungen zur Amplitudenselektion, in Fig. 5 als Schrittmacher-Ausblendung 30 bezeichnet, die im Übertragungsweg vor dem eigentlichen QRS-Filter 6 angeordnet sein müssen, und einen Zweiweg-Gleichrichter 32, angeordnet am Ausgang des QRS-Filters 6, der jegliche Vorzeichenabhängigkeit der QRS-Erkennung durch Bildung des Betrages der Signalspannung beseitigt.

25

Zur Illustration der Funktion der Schrittmacher-Ausblendung 30 und des Zweiweg-Gleichrichters 32 dient die Darstellung Fig. 6. Durch Entfernung von Impulsen, z.B. Schrittmacherimpulsen 35 entsteht aus dem EKG 34 das impulsbefreite EKG 36, aus dem durch das QRS-Filter 6 ein QRS-Signal 37 und durch nachfolgende Betragsbildung im Zweiweg-Gleichrichter 32 ein gleichgerichtetes QRS-Signal 38 gebildet wird. Die Schwellenwert-Automatik 26

erzeugt aus dem Signal 38 einen Schwellenwert 39, aus dem durch Verknüpfung mit 38 durch den QRS-Detektor 8 ein Impulssignal 40 hergeleitet wird.

5 Aus Fig. 6 geht weiter hervor, daß zu jeder R-Zacke im EKG 34 nur ein standardisierter QRS-Impuls 41 im Impulsformer 12 erzeugt wird, auch dann, wenn zu einer R-Zacke im QRS-Detektor 8 eine an sich mehrdeutige Impuls-
gruppe 42 auftritt. Das wird durch die Eigenzeit des Impuls-
10 formers 12 erreicht.

Von großer Bedeutung für die Funktionssicherheit eines solchen Herzfrequenzmonitors sind die Eigenschaften der Schwellenwertautomatik 26, besonders wenn es sich um die
15 Überwachung eines EKG-Signals mit wechselnder Gestalt von QRS-Komplexen handelt oder mit überlagerten Störspannungen. Daraus erklärt sich der Bedarf für Ausführungsformen solcher Geräte mit Schwellenwertautomatik und höher Störspannungssicherheit.

20

Fig. 7 stellt eine frühe Form eines QRS-Detektors mit automatischer Schwelle dar, in der sowohl die für die Funktion notwendige Gleichrichtereigenschaft als auch
die Diskrimination durch die Eingangskennlinie eines
25 Transistors 43 erreicht wird. Zur Ankopplung des Eingangssignals 44 (z.B. des QRS-Signals 28 nach Fig. 4) und als Speicherelement für den Schwellenwert 29 in Fig. 4 dient ein Kondensator 45. Der Stromfluß durch diesen Kondensator 45 verschwindet in Pausen des Signals 44. Ein Transistor 47
30 leitet infolge des über einen Widerstand 46 seiner Basis zugeführten Stromes. Die dadurch auftretende Basis-Emitter-Spannung von Transistor 47 wird durch Widerstände 48 und 49 aufgeteilt und bestimmt so die Spannung zwischen Basis

und Emitter von Transistor 43 als Spannungsabfall am Widerstand 49. Unter der Voraussetzung, daß die Transistoren 43 und 47 vom gleichen Typ sind, also etwa gleiche Basis-Emitterschwellenspannung aufweisen und die Widerstände 46 und 50 ähnliche Größe haben, ist Transistor 43 gesperrt und der Spannungsabfall an Widerstand 48 bestimmt den Mindestschwellenwert. Positive Auslenkungen des Eingangssignals 44, die den genannten Mindestschwellenwert überschreiten, machen den Transistor 43 leitend. Der Kollektorstrom dieses Transistors 43 fließt über den Widerstand 46 und sperrt dadurch den Transistor 47. Durch den Arbeitswiderstand 50 am Schaltungsausgang entsteht so ein positives Ausgangssignal 51.

Wird bei den genannten positiven Auslenkungen des Eingangssignals 44 der Transistor 43 leitend, so wird durch dessen Eingangsstrom der Kondensator 45 umgeladen. Durch diese Umladung entsteht ein Schwellenwert 29 in Höhe der Amplitude des dem Schaltungseingang zugeführten QRS-Signals 28, der sich, wie oben dargestellt, auf den Mindestschwellenwert hin abbaut, bis durch weitere QRS-Signale 28 der Schwellenwert 29 erneut aufgebaut wird.

Der Abbau des Schwellenwerts erfolgt in der Schaltung nach Fig. 7 nach einer Exponentialfunktion, deren Zeitkonstante bestimmt ist durch den Kondensator 45 und die Parallelschaltung der Widerstände 48 und 49, da in der Entladephase der Widerstand 48 über die Basis-Emitterstrecke des jetzt voraussetzungsgemäß durchgeschalteten Transistors 47 auf Bezugspotential (OV) liegt. Fig. 8 zeigt für ein angenommenes QRS-Signal 56 an der Eingangsklemme 52 den Spannungsverlauf 57 am Knotenpunkt 53,

den Verlauf des tatsächlichen Schwellenwerts 58, wie er in Kondensator 45 gespeichert ist mit dem Mindestschwellenwert 58a, und den Verlauf 59 des Impulssignals am Ausgang 55 des QRS-Detektors, welches über die Verbindung 11 zur weiteren Verarbeitung z.B. im Impulsformer 12 usw. wie dargestellt in Fig. 1, vorliegt.

Zur Realisierung eines HFMs nach den aktuellen Ansprüchen entsprechend Fig. 5 insbesondere mit verbesserter QRS-Erkennung bei erschweren Bedingungen wie z.B. wechselnden QRS-Polaritäten wurde ein automatischer QRS-Detektor nach Fig. 9 an einem hinter einem QRS-Filter 6 angeordneten Zweiweg-Gleichrichter 32 angeschlossen (s. Fig. 5). Der Verstärker 56 liefert an seinem Ausgang 57 ein positives Ausgangssignal 58, wenn das Signal 59 an seinem Eingang 60 größer wird als der am Eingang 61 liegende, im Kondensator 62 gespeicherte Schwellenwert 63. Gleichzeitig wird dieser Schwellenwert 63 erhöht, wenn die Eingangsspannung 59 die Spannung am Punkt 61 um mehr als die Flußspannung der Diode 64 übersteigt. Die Wiederherstellung eines minimalen Schwellenwertes 63a erfolgt während der Aussteuerpausen durch Entladung des Kondensators 62 über den Widerstand 65 auf einen Endwert hin, der bestimmt ist durch die Betriebsspannung $+U_B$ und den Spannungsteiler aus den Widerständen 65 und 66.

In Fig. 10 sind die Signalspannungen dargestellt, die beim Betrieb des in Fig. 9 dargestellten QRS-Detektors mit Schwellenwertautomatik auftreten. 59 stellt das Eingangssignal dar, 63 den daraus gebildeten Schwellenwert, 58 das Impulssignal am Ausgang des QRS-Detektors und 67 das standardisierte QRS-Impulssignal, das aus 58 in einem Impulsformer 12 entsprechend Fig. 5 erzeugt wird.

Leider hat auch der in Fig. 9 dargestellte automatische QRS-Detektor nicht die Fähigkeit, QRS-Komplexe im Signal 59 zu unterscheiden von Störwechselströmen 59a, wie durch den zeitlichen Verlauf der Signale 58 und 67 in Fig. 10 zum
5 Ausdruck kommt.

Zur Verbesserung der Betriebseigenschaften eines Herzfrequenzmonitors ist es zweckmäßig, solche sich aus Strö-
wechselspannungen insbesondere im Bereich der Netzfrequenz
10 ergebende Fehltriggerungen des QRS-Detektors zu verhindern.
Eine Anordnung dazu wird in der DE-OS 25 45 802 unter der
Bezeichnung "Herzsignaldiskriminator" beschrieben; ihre
Funktion beruht auf der Erzeugung eines Schwellenwertes
durch Mittelwertbildung aus den Scheitelwerten des zuge-
15 führten, möglicherweise gefilterten, jedoch u.U. mit Strö-
anteilen behafteten EKG-Signals und einer QRS-Erkennung
immer dann, wenn der momentane Scheitelwert um einen be-
stimmten Betrag über dem gemittelten Scheitelwert liegt.
Wird der Schwellenwert jedoch aus dem gemittelten Scheitel-
20 wert des EKG-Signals gewonnen, so ist bei schwankenden EKG-
und damit QRS-Amplituden keine sichere Signalermittlung mehr
möglich, da beispielsweise bei einem plötzlich auftretenden
schwachen QRS-Signal der Schwellenwert zu hoch liegen wird.

25 Der Erfindung liegt damit die Aufgabe zugrunde, einen
einfach aufgebauten, gegen periodische Störspannungen un-
empfindlichen QRS-Detektor mit automatischer Schwellenwert-
anpassung des Detektor-Einsatzpunktes zu schaffen, der auch
bei schwankenden EKG-Signalen noch sicher durch die QRS-
30 Impulse getriggert wird.

Die Definition der erfindungsgemäßen Lösung dieser tech-
nischen Aufgabe ist im Patentanspruch 1 angegeben. Vorteil-
hafte Weiterbildungen sind u.a. in der nachfolgenden Beschrei-
bung dargelegt und in Unteransprüchen gekennzeichnet.

0003567

Die Erfindung ist in Verbindung mit Untersuchungen an Herzfrequenzmonitoren entstanden; für solche Geräte stellt der störungssichere QRS-Detektor gem. der Erfindung eine wesentliche Verbesserung dar. Ein solcher QRS-Detektor eignet sich jedoch auch für andere Geräte im Bereich der medizinischen Technik zur Überwachung der Herztätigkeit von Lebewesen. Als Anwendungsbeispiele sei auf gesteuerte Defibrillatoren, Demand-Schrittmacher, auf Geräte zur synchronisierten Injektion, auf Geräte für synchrone assistierte Zirkulation und andere Anwendungsmöglichkeiten hingewiesen, bei denen ein periodisch auftretendes charakteristisches Signal schwankender Stärke zu erfassen ist, das leicht von periodischen Störspannungen überlagert sein kann.

Dem erfindungsgemäßen QRS-Detektor, dessen aktive Baugruppe vorzugsweise aus einem Komparator- oder Verstärkerbaustein besteht, ist eingangsseitig eine Einstellschaltung vorgeschaltet, über die - abgeleitet aus dem Eingangssignal - dem einen, beispielsweise dem (-)Eingang eines Operationsverstärkers der arithmetische Mittelwert des Eingangssignals als Schwellenwert aufgedrückt wird, während der andere Eingang, also beispielsweise der +Eingang des Operationsverstärkers mit einem zum Eingangssignal proportionalen Signal beaufschlagt wird. Die Proportionalumsetzung des Eingangssignals zur Erzeugung des zweiten, den (+)Eingang beaufschlagenden Signals erfolgt zweckmäßigerweise durch einen einfachen Ohm'schen Spannungsteiler, der das Eingangssignal um einen Faktor umsetzt, der dem Verhältnis des Scheitelwerts zum arithmetischen Mittelwert der Eingangsspannung entspricht.

Zur Erzeugung des Schwellenwerts als dem arithmetischen Mittelwert des Eingangssignals kann ein einfacher RC-Tiefpaß verwendet werden, der so dimensioniert ist, daß eine Integration über jeweils etwa eine Periode des QRS-Signals erfolgt. Um einen Mindestschwellenwert festzulegen, kann der Schwellenwerteingang des Detektors über einen Ohm'schen Widerstand an ein Festpotential angebunden sein, wie dies weiter oben in Verbindung mit Fig. 9 erläutert wurde. Dazu alternativ kann

auch der andere durch das zweite Signal beaufschlagte Detektoreingang auf ein tiefer liegendes Mindestpotential festgeklemmt werden.

Weitere vorteilhafte Ergänzungen der erfindungsgemäßen Einstellschaltung sind in der nachfolgenden Beschreibung eines Ausführungsbeispiels erläutert.

5 Die Erfindung und vorteilhafte Einzelheiten werden nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels unter Bezug auf die Zeichnungen beschrieben. Es zeigen:

- 10 Fig. 1 das bereits erläuterte Prinzip eines Herzfrequenzmonitors nach einer vergleichsweise frühen Ausführungsform;
- 15 Fig. 2 die ebenfalls bereits erläuterte zeitkorrelierte Darstellung von Signalverläufen an verschiedenen Punkten der Schaltung nach Fig. 1 unter Bezug auf ein von einem Patienten abgegriffenes EKG;
- Fig. 3 eine ebenfalls bereits erläuterte verbesserte Ausführungsform eines Herzfrequenzmonitors;
- 20 Fig. 4 die in Verbindung mit Fig. 3 bereits erläuterten zeitkorrelierten Signalverläufe an einzelnen Punkten der Schaltung nach Fig. 3;
- Fig. 5 das Blockschaltbild eines ebenfalls bereits beschriebenen Herzfrequenzmonitors mit Schwellenwertautomatik für den QRS-Detektor und
- 25 polaritätsunabhängiger Ansprechschwelle;
- Fig. 6 dient zur Erläuterung der Funktionsweise des HFMS nach Fig. 5 (oben bereits erläutert);
- Fig. 7 den Schaltungsaufbau eines bekannten und bereits erläuterten QRS-Detektors mit automatischer Schwellenwertanpassung und Gleich-
- 30 richtung des Eingangssignals;

- Fig. 8 dient zur Erläuterung der Funktionsweise der
Schaltung nach Fig. 7;
- Fig. 9 einen QRS-Detektor mit automatischer Schwell-
lenwertanpassung und einstellbarem Mindest-
5 schwellenwert in einem HFM auch für wechselnde
QRS-Polaritäten;
- Fig. 10 dient zur Erläuterung wie Störsignalwechsel-
spannungen auch beim verbesserten QRS-Detek-
tor nach Fig. 9 noch zu einer Fehlauslösung
10 einer QRS-Anzeige führen;
- Fig. 11 eine Ausführungsform eines erfindungsgemäßen
QRS-Detektors, wobei Schaltungsergänzungs-
möglichkeiten gestrichelt ausgeführt sind;
- Fig. 12 dient zur Erläuterung der Arbeitsweise einer
15 Grundausführung der Erfindung nach Fig. 11
und
- Fig. 13 verdeutlicht die Arbeitsweise eines mit auto-
matischer Schwellwertbestimmung ausgerüsteten
und auf definierte Mindestschwellwerte fest-
20 legbaren QRS-Detektors erfindungsgemäßer Bau-
art.

Bei der in Fig. 11 dargestellten erfindungsgemäßen
Ausführungsform eines störungssicheren QRS-Detektors mit
25 automatischer Schwellwertbestimmung wird als Schwellenwert
63 der arithmetische Mittelwert des Eingangssignals benutzt.
Damit jedoch mit den beispielsweise als Sinusbetrag 59a auf-
tretenden Störwechselspannung (Fig. 12) im Gegensatz zum
Anschauungsbeispiel der Fig. 10 keine Impulse im Ausgangs-
30 signal 58 des QRS-Detektors auftreten, werden dem in diesem
Fall als QRS-Detektor benutzten Komparator 56 als erstes
Signal der erwähnte Schwellenwert 63 und als zweites Signal

ein Signal 74 zugeführt, das dem Eingangssignal 59 proportional ist und Scheitelamplituden aufweist, die im Falle eines Störsignals 59a kleiner sind als der erwähnte zugehörige Schwellenwert 63. Dies kann in einfacher Weise
5 durch geeignete Bemessung von Spannungsteilerwiderständen 72 und 73 erreicht werden. Diese Maßnahme beeinträchtigt nicht die Funktionstüchtigkeit des QRS-Detektors, wie noch dargestellt werden wird.

10

Zur Bemessung dieses Spannungsteilers 72, 73 wird erfindungsgemäß zurückgegriffen auf einen aus der Theorie der Gleichrichter bekannten Zusammenhang zwischen Scheitelwert \hat{u} und arithmetischem Mittelwert \bar{u} bei einem durch
15 Zweiweggleichrichtung aus einer Sinuswechselspannung erzeugten Signal:

$$\hat{u} : \bar{u} = \sqrt{2} : 1 = 1,41 : 1$$

20

Um diese Gleichungsbeziehung zu erfüllen, wird beim erfindungsgemäßen automatischen QRS-Detektor nach Fig. 11 das von der durch Symbol 70 dargestellten Quelle gelieferte gleichgerichtete QRS-Signal 59 dem durch die Klemmen 68 und 69 dargestellten Eingang zugeführt. Die Verbindung
25 zwischen Klemme 68 und Eingangsklemme 61 des als QRS-Detektor eingesetzten Elements 56, das in diesem Fall ein Komparator oder ein Verstärker sein kann, erfolgt durch den Widerstand 65. Ergänzend dazu liegt ein Kondensator 62 zwischen Klemme 61 und Klemme 69, der mit dem Widerstand 65
30 zusammen einen RC-Tiefpaß zur Erzeugung des arithmetischen Mittelwerts 63 der Eingangsspannung 59 bildet.

Die Verbindung zwischen Klemme 68 und Eingangsklemme 60 des Komparators 56 erfolgt über einen Widerstand 72, ferner ist ein weiterer Widerstand 73 zwischen Klemme 60 und 69 angeordnet. Diese Widerstände 72 und 73 bilden
5 einen Spannungsteiler, mit dem das Amplitudenverhältnis zwischen der Eingangsspannung 59 und der zwischen den Klemmen 60 und 69 liegenden Spannung 74 erfindungsgemäß auf einen Wert $k \geq 1,57$ eingestellt wird:

10
$$\frac{\text{Signalamplitude 59}}{\text{Signalamplitude 74}} = k \geq 1,57$$

Ein solcher erfindungsgemäßer automatischer QRS-detektor liefert also nur dann am Ausgang 57 des Komparators 56 Impulse, wenn der Scheitelwert des Eingangssignals
15 59 größer ist als der mit Faktor k multiplizierte arithmetische Mittelwert des Eingangssignals 59. Diese Bedingung ist erfüllt bei Verarbeitung echter EKG-Signale, nicht jedoch bei periodischen Störwechselspannungen, d.h. die Schaltung hat eine Entstörf Wirkung.

20 :

Zur Ergänzung dieser Entstörf Wirkung kann der beschriebene erfindungsgemäße QRS-Detektor mit einer Beschaltung zur Vorgabe einer Mindestschwelle und einer Amplitudenautomatik kombiniert werden. Zur Realisierung der Mindest-
25 schwelle wird entweder mit einem bereits von Fig. 9 bekannten Widerstand 66 zwischen dem Anschluß 61 und der Betriebsspannung $+U_B$ der Mindestwert der Spannung über dem Kondensator 62 erhöht, oder es wird mit einem zusätzlichen Widerstand 75 zwischen einer Betriebsspannung $-U_B$ und dem
30 Anschluß 60 die Spannung an diesem Anschluß 60 erniedrigt.

Der Aufbau des amplitudenabhängigen Schwellenwertes erfolgt durch Einspeicherung des Scheitelwertes der Span-

nung 74 in den Kondensator 62. Dazu kann bei der Schaltung nach Fig. 11 die Funktionsgruppe 56 als Differenzverstärker mit einem Plus-Eingang 60, einem Minus-Eingang 61 und einem Ausgang 57 ausgeführt werden, ergänzt um eine Diode 76, deren Anode mit dem Verstärkerausgang 57 und deren Kathode mit dem Verstärkereingang 61 verbunden ist.

Zur Erhöhung der Funktionstüchtigkeit bei schwankenden QRS-Amplituden kann man bei einem erfindungsgemäßen QRS-Detektor nach Fig. 11 mit Unterdrückung von Störwechselspannungen und einem abhängig von der erkannten QRS-Amplitude erhöhten Mindestschwellenwert zweckmäßigerweise den Kondensator 62 durch eine Serienschaltung aus einem Kondensator 77 und einem Widerstand 78 ersetzen. Man erreicht dadurch, daß über Diode 76 in den Kondensator 77 ein Schwellenwert eingespeichert wird, der unterhalb des Scheitels der Spannung 74 bleibt. An der erfindungsgemäßen Wechselstromentstörung durch Bildung eines Schwellenwertes aus dem Signalmittelwert tritt dadurch keine Änderung ein.

20

Die Diagramme in Fig. 13 stellen die Funktionsweise eines erfindungsgemäßen störsicheren QRS-Detektors mit automatischer Schwellenwertbestimmung dar, der in der in Fig. 11 dargestellten Weise aus den Elementen 56, 65, 72, 73, 76, 77, 78 sowie 66 oder 75 zusammengesetzt ist.

Die Schaltung gem. Fig. 11 kann unschwer für ein Eingangssignal 59 mit umgekehrter Polarität, d.h. mit gegen Anschluß 69 negativen Auslenkungen modifiziert werden. Dazu muß die Diode 76 umgekehrt eingesetzt werden und der für die

30

Minimalschwelle verantwortliche Widerstand 66 bzw. 75 muß
an der entgegengesetzten Betriebsspannung $-U_B$ bzw. $+U_B$ an-
geschlossen werden. In diesem Fall treten alle in Fig. 13
dargestellten Signale, also 59, 74, 63 und 58 mit umgekehr-
5 ter Polarität auf.

PATENTANSPRÜCHE

1. QRS-Detektor mit automatischer Schwellenwertbestimmung für Geräte zur Überwachung der Herztätigkeit, bei dem der Schwellenwert des Detektor-Einsatzpunkts in Abhängigkeit vom Eingangssignal automatisch verschiebbar ist, d a -
5 d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß dem Detektoreingang (61, 60) eine Einstellschaltung (62, 65, 72, 73) vorgeschaltet ist, die einerseits den Schwellenwert als arithmetischen Mittelwert des Eingangssignals (59) festlegt und andererseits aus dem Eingangssignal ein
10 zu diesem proportionales zweites Signal erzeugt, dessen Scheitelamplituden im Falle eines periodischen Störsignals kleiner sind als der zugehörige Schwellenwert.
2. QRS-Detektor nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß dieser zwei Eingänge (60, 61) aufweist, deren einer (61) durch den arithmetischen Mittelwert des Eingangssignals und deren anderer
5 (60) durch das zum Eingangssignal proportionale zweite Signal beaufschlagt ist.
3. QRS-Detektor nach Anspruch 2, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß dieser ein Komparator (56) mit mindestens zwei Vergleichseingängen ist.
4. QRS-Detektor nach Anspruch 2, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß dieser ein Operations-
0 verstärker ist.

5. QRS-Detektor nach Anspruch 3 oder 4, g e k e n n - z e i c h n e t , daß die Bildung der arithmetischen Mittelwerts aus dem Eingangssignal durch einen RC-Tiefpaß (62, 65) und die Erzeugung des zweiten Signals über einen Ohm'schen Spannungsteiler (72, 73) erfolgt, dessen Mittenabgriff mit dem anderen Eingang (60) verbunden ist.
6. QRS-Detektor nach Anspruch 5, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß der Spannungsteiler (72, 73) so bemessen ist, daß das Verhältnis der Amplituden des Eingangssignals zu den Amplituden des zweiten Signals am anderen Eingang des Detektors einem Wert $k \geq 1,57$ entspricht.
7. QRS-Detektor nach einem der vorstehenden Ansprüche, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß die Einstellschaltung um eine Beschaltung ($66 \text{ iVm } +U_B$ oder $75 \text{ iVm } -U_B$) zur Vorgabe einer Mindestschwelle für den Schwellenwert des Detektor-Einsatzpunkts ergänzt ist.
8. QRS-Detektor nach einem der vorstehenden Ansprüche, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß die Einstellschaltung um eine Beschaltung zur automatischen Amplitudenanpassung des Schwellenwerts in Abhängigkeit von den Amplituden des proportional zum Eingangssignal unteretzten zweiten Signals ergänzt ist.
9. QRS-Detektor nach Anspruch 7, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß die Mindestschwelle durch Ohm'sche Ankopplung (Widerstand 66) des Schwellenwert-Eingangs des Detektors (56) an ein Festpotential ($+U_B$) festgelegt ist.

10. QRS-Detektor nach Anspruch 7, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß die Mindestschwelle durch Ohm'sche Ankopplung (Widerstand 75) des für das zweite Signal bestimmenden Detektor-Eingangs (60) an ein Festpotential ($-U_p$) festgelegt ist.
11. QRS-Detektor nach Anspruch 8 in Verbindung mit Anspruch 5, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß die automatische Amplitudenanpassung durch eine Rückkopplung vom Detektorausgang auf den mit dem Schwellenwert beaufschlagten Eingang des Detektors erfolgt.
12. QRS-Detektor nach Anspruch 11, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß der Detektor als Differenzverstärker ausgeführt und die Rückkopplung durch eine vom Detektorausgang zum Schwellenwert-Eingang in Durchlaßrichtung gepolte Diode (76) gebildet ist, über die der Schwellenwert auf den jeweils auftretenden Scheitelpunkt des zweiten Signals hochgezogen wird.
13. QRS-Detektor nach Anspruch 12, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß zwischen dem Schwellenwert-Eingang (61) und dem Kondensator des RC-Glieds ein Ohm'scher Widerstand geschaltet ist, der sicherstellt, daß die Schwellenspannung immer unterhalb des Spitzenwerts des QRS-Signals bleibt.

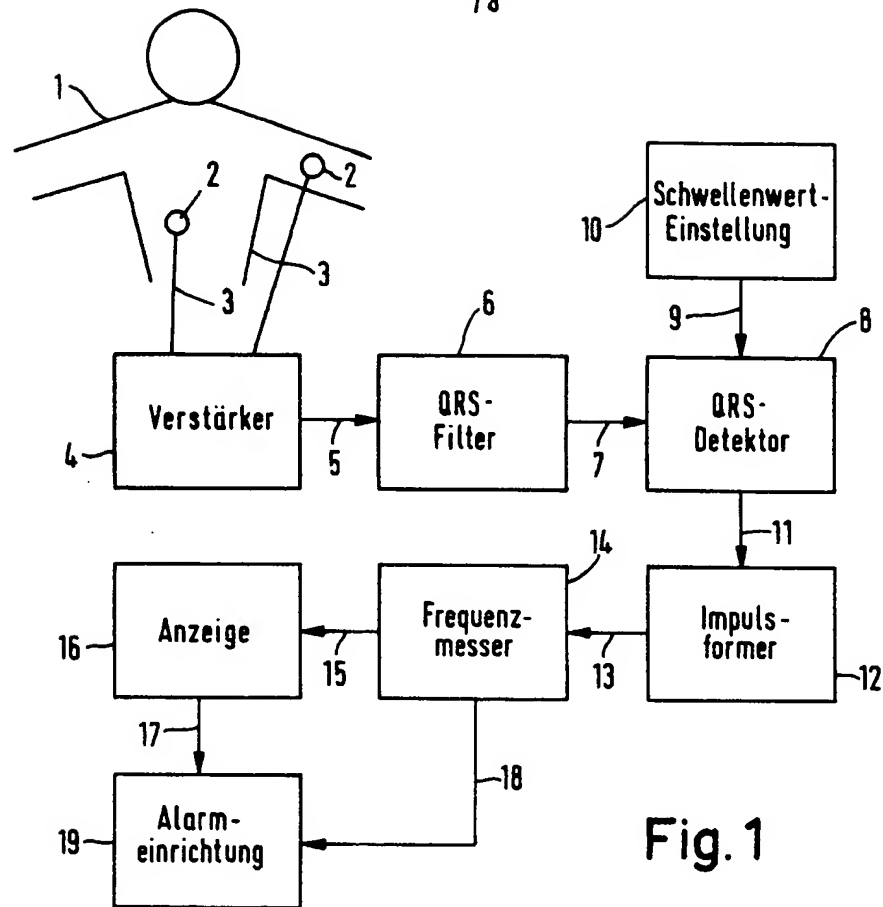


Fig. 1

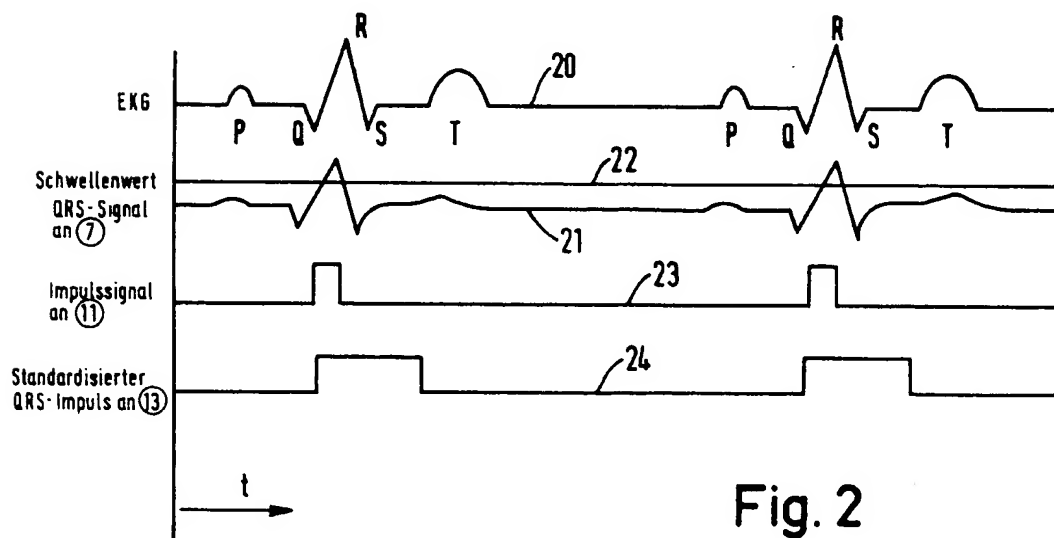


Fig. 2

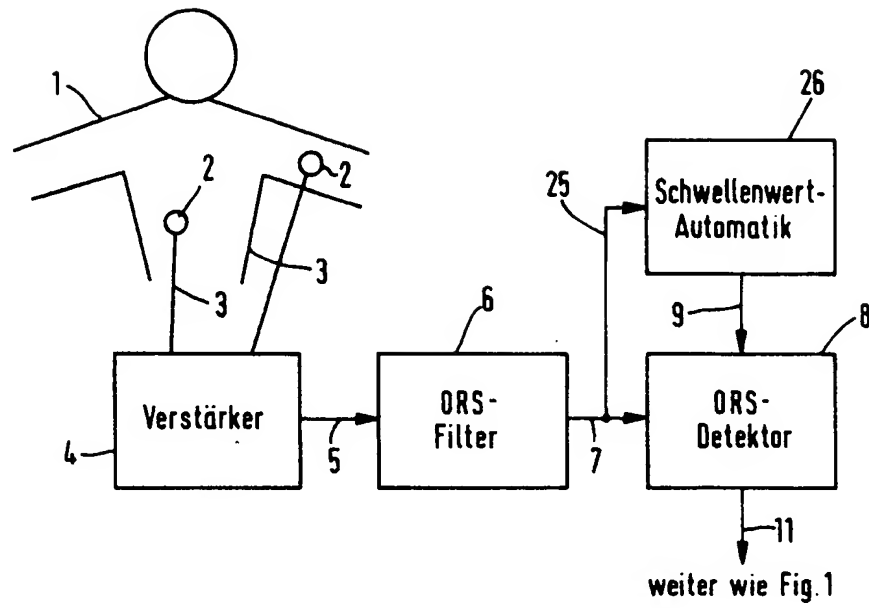


Fig. 3

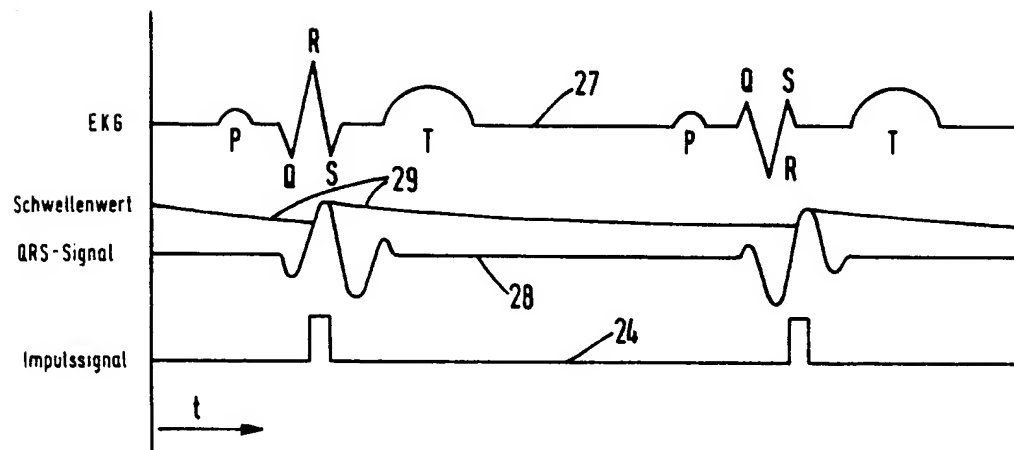


Fig. 4

3/8

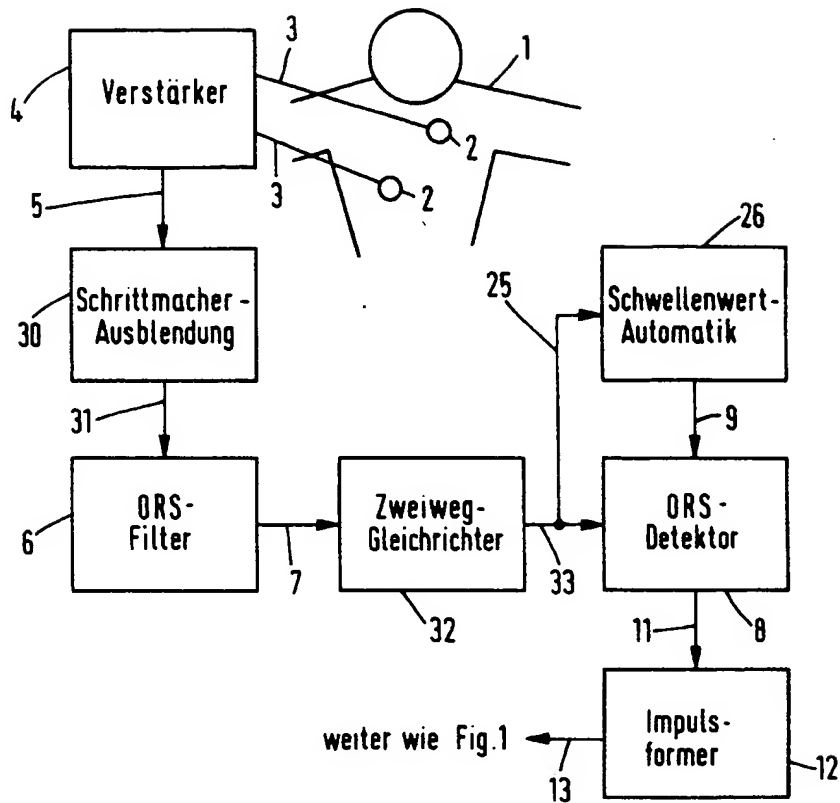


Fig. 5

4/8

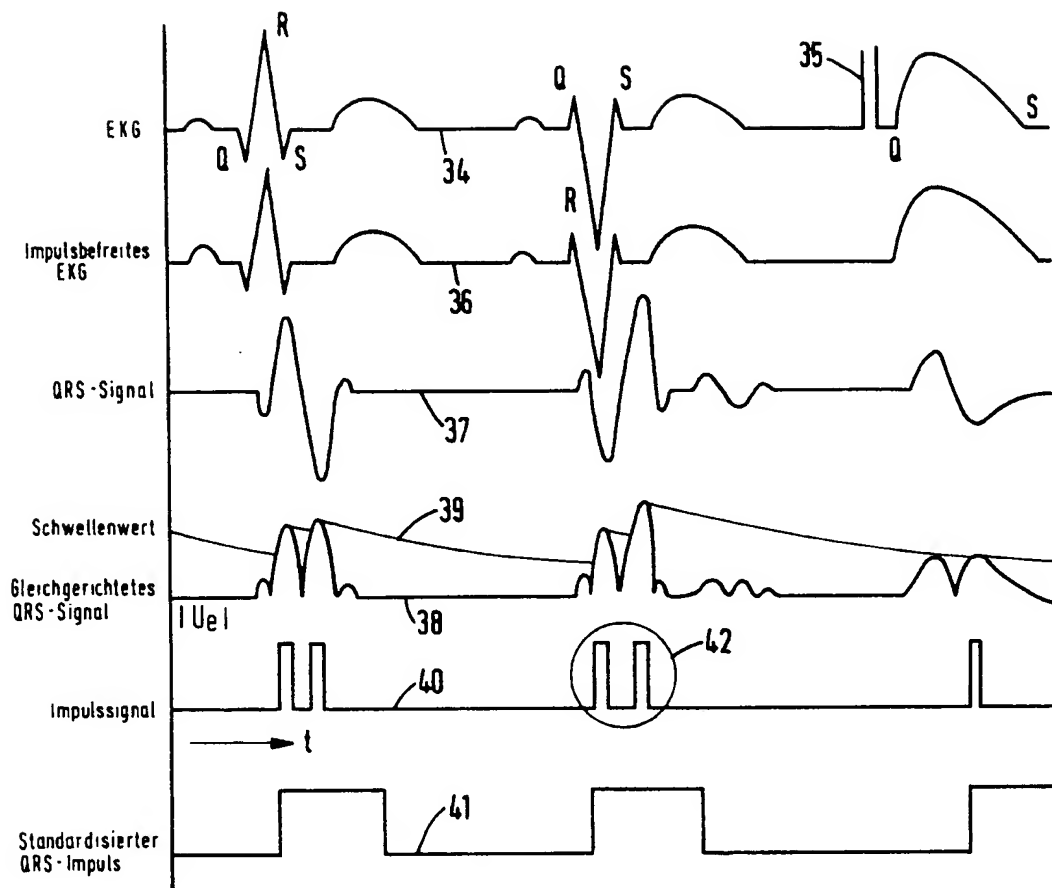


Fig. 6

5/8

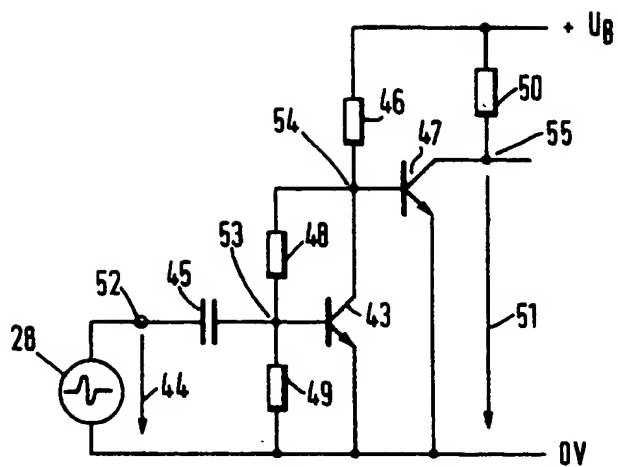


Fig. 7

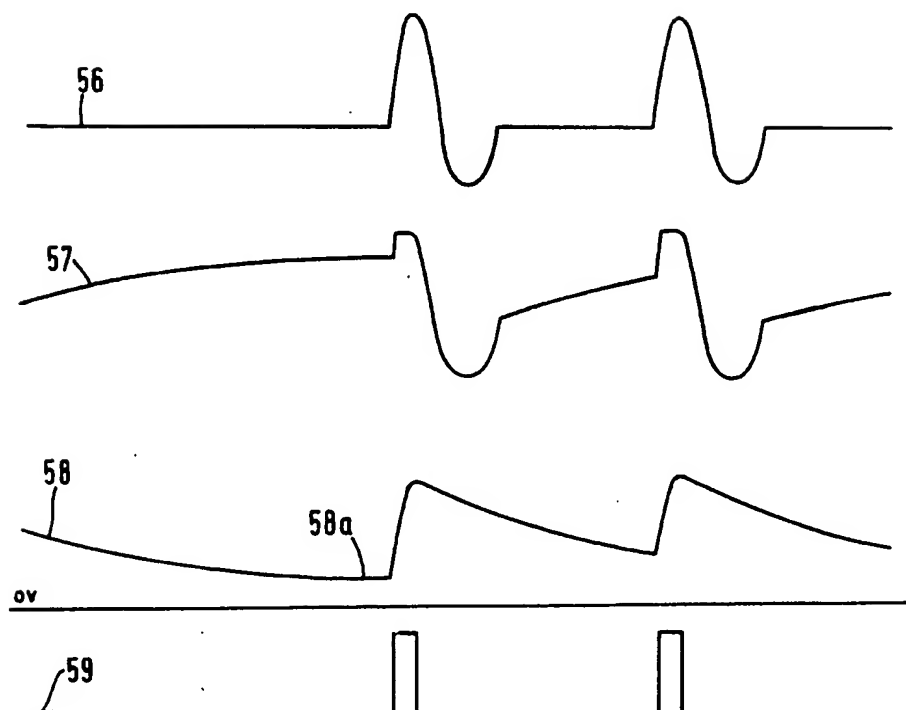


Fig. 8

6/8

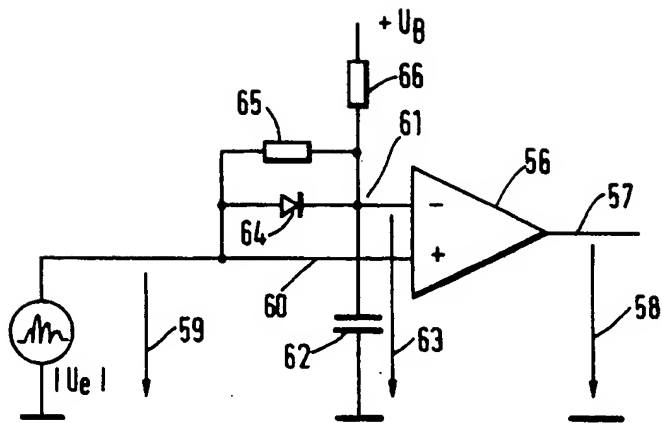


Fig. 9

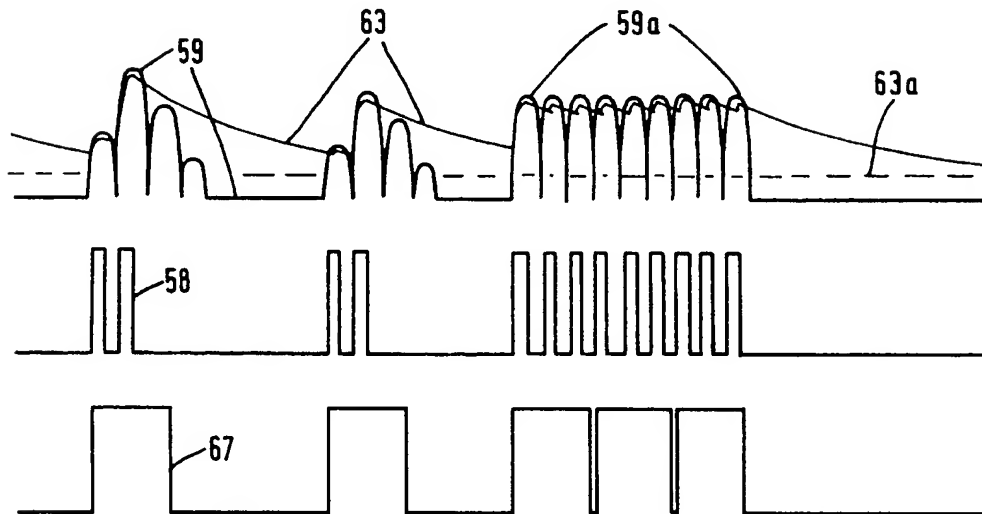


Fig. 10

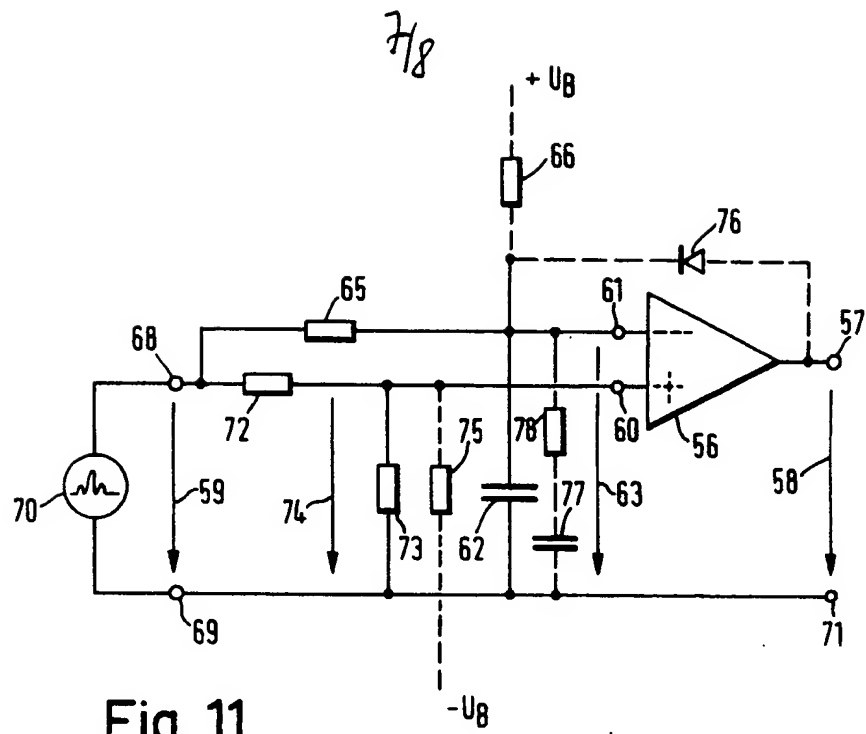


Fig. 11

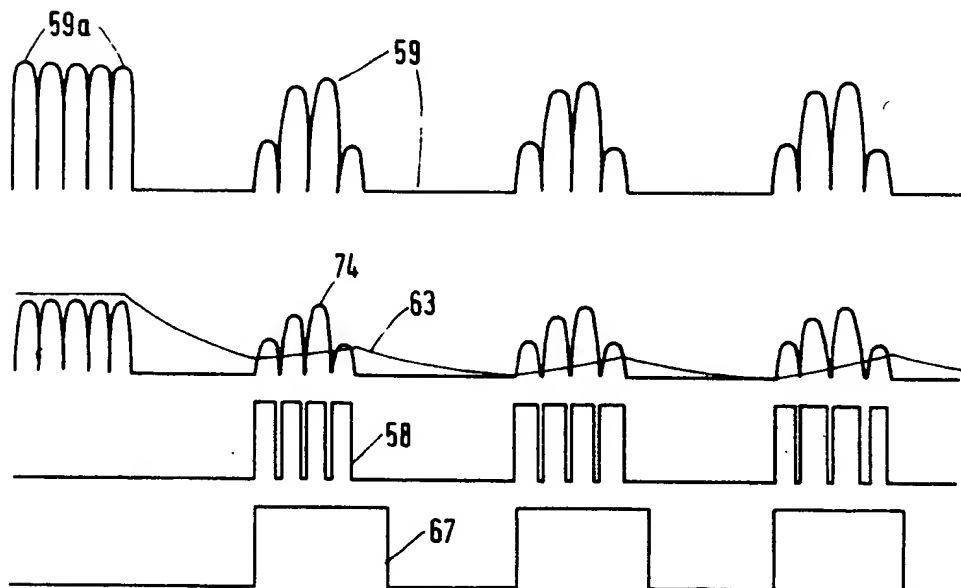


Fig. 12

0003567

8/8

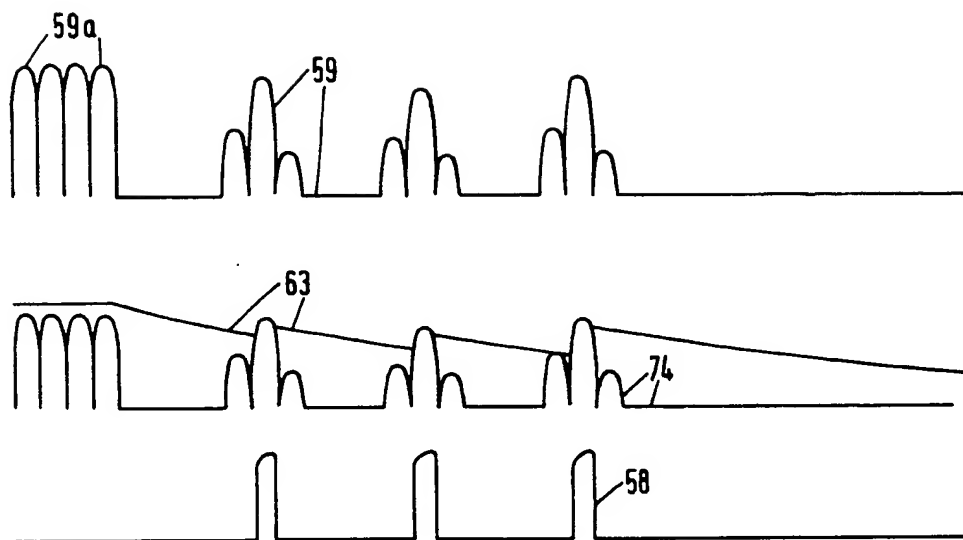


Fig. 13



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

0003567

EP 79 10 0299

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.)
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	betrifft Anspruch	
X	<p><u>DE - A - 1 960 934 (AMERICAN OPTICAL CORP.)</u></p> <p>* Seite 4, Zeile 1 - Seite 5, Zeile 11; Seite 7, Zeile 11 - Seite 9, Zeile 9; Seite 11, Zeile 14 - Seite 12, Zeile 14; Seite 15, Zeile 17 - Seite 16, Zeile 29; Abbildungen 2,3b,4 *</p> <p>--</p> <p>ELECTRONIC DESIGN (US), Band 17, Nr. 17, 16. August 1969, New York, A.K. GODDEN: "Amplify biological signals with ICs", Seiten 218-224</p> <p>* Seiten 222,223; Absatz "Avoid latch-up difficulties"; Abbildung 11 *</p> <p>----</p>	<p>1-3,7-10</p> <p>4,11,12</p>	<p>A 61 B 5/04</p> <p>RECHERCHIerte SACHGEBIETE (Int. Cl.)</p> <p>A 61 B 5/04</p> <p>KATEGORIE DER GENANNTEn DOKUMENTE</p> <p>X: von besonderer Bedeutung A: technologischer Hintergrund O: nichtschriftliche Offenbarung P: Zwischenliteratur T: der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E: kollidierende Anmeldung D: in der Anmeldung angeführtes Dokument L: aus andern Gründen angeführtes Dokument &: Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument</p>
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt.			
Recherchenort	Abschlußdatum der Recherche	Prüfer	
Den Haag	16-05-1979	RIEB	

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.